

B-Echographie in der Diagnostik von Muskelerkrankungen

Gudrun Schölzchen

1977



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41555616_0065

DISSERTATIONS- UND FOTODRUCK FRANK oHG
8 München 2, Gabelsbergerstraße 15, Tel. 2 8 0 9 0 9 0

Aus der Neurologischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. A. Schrader

B - Echographie in
der Diagnostik von
Muskelerkrankungen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Gudrun Schölzchen

aus
München

Jahr
1977

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der
Universität München

Berichterstatter:	PD Dr. F. Lahoda
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. A. Schrader
Dekan:	Prof. Dr. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung: 22.11.1977	



Inhalt

	Seite
I. Einleitung - Zielsetzung	1
II. Methodischer Teil	
1. Physik des Ultraschalls	3
2. Beschreibung des Gerätes	5
3. Aufnahmetechnik	7
III. Untersuchungsmaterial und Probanden	
1. Muskelgewebe vom Tier	9
2. Muskelgewebe bei Gesunden	9
3. Patienten mit muskulären Erkrankungen	10
IV. Ergebnisse	
1. Muskelgewebe vom Tier	12
2. Muskelgewebe bei Gesunden	14
3. Patienten mit muskulären Erkrankungen	24
V. Diskussion	33
VI. Zusammenfassung	37
VII. Literaturverzeichnis	39

I. Einleitung - Zielsetzung

Die zweidimensionale Ultraschalldiagnostik hat bereits seit Jahren in vielen Bereichen der Medizin Anwendung gefunden. In der Gynäkologie und Geburtshilfe wird sie zur Diagnostik von Ovarialzysten und Tumoren, zur Kontrolle des Schwangerschaftsverlaufes, Lagebestimmung des Feten und der Plazenta verwendet.^(17, 24) Im Bereich der Inneren Medizin werden mit Hilfe des Ultraschalls Größe, Volumen und Lagebeziehungen parenchymatöser Organe bestimmt.⁽²⁹⁾ Jeder raumfordernde Prozeß im thorakalen oder abdominellen Raum rechtfertigt die Durchführung einer Ultraschalluntersuchung.⁽⁶⁾ Strukturveränderungen in der Leber, wie sie bei einer Leberzirrhose oder Fettleber vorkommen, können dargestellt werden, selbst ein Rectus-scheidenabszeß kann mittels Ultraschall abgebildet werden.^(9,16,31) Im Fachbereich der Urologie werden Nierenzysten, Tumoren und Nierensteine echographisch dargestellt.^(15,19) Blutungen im Bereich des Abdomens und auch in der Muskulatur können abgebildet werden, da sie durch die Ultraschalltechnik aufgrund der unterschiedlichen Dichte zum umliegenden Gewebe - wodurch eine Grenzfläche gebildet wird - als Reflexion erfaßt werden.^(11,12)

Da diese Untersuchungsmethode völlig unschädlich und schmerzlos für den Patienten ist, stellt sich das Problem, ob Krankheitsprozesse in der Muskulatur ähnlich gut durch die Ultraschalltechnik erfaßt werden können. Ergäbe sich die Möglichkeit, die Feinstruktur des Muskelgewebes abzubilden, könnte vielleicht direkt aus dem Echogramm eine Diagnose gestellt werden, wie es bei Leber- und Nierenerkrankungen teilweise bereits möglich

ist. Wenn sich durch die Ultraschalldiagnostik die Lokalisation eines krankhaften muskulären Prozesses exakt bestimmen ließe, wäre gleichfalls eine gezielte Biopsie möglich. Hierdurch könnte dann dem Patienten eine ergebnislose Blindpunktion erspart werden. (10, 15, 30)

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung soll sein zu prüfen, ob durch das B - Ultraschallverfahren die Möglichkeit gegeben ist, Muskelgewebe und seine Feinstruktur derart abzubilden, daß diagnostische Aussagen über pathologisch veränderte Muskulatur möglich werden.

II. Methodischer Teil

1. Physik des Ultraschalls

Schallwellen entstehen durch mechanische Schwingungen von Ionengittern. Sie werden aufgrund ihrer Frequenz eingeteilt in:

1. Infraschall	Frequenz kleiner als 16 Hz
2. Hörschall	" 16 - 20 000 Hz
3. Ultraschall	" 20 000 - 10^{10} Hz
4. Hyperschall	" größer als 10^{10} Hz

Mechanische Wellen bedürfen im Gegensatz zu elektromagnetischen zur Ausbreitung eines Mediums, im Vakuum können sie sich nicht fortpflanzen. Bei Festkörpern erfolgt die Ausbreitung in longitudinaler und transversaler Richtung aufgrund der elastischen Bindungskräfte zwischen den Atomen, in Flüssigkeiten nur in longitudinaler Richtung. Das Körpergewebe verhält sich, ausgenommen der Knochen, wie eine zähe Flüssigkeit. Es treten also nur Longitudinalwellen auf.

Die Erzeugung des Ultraschalls beruht auf dem piezoelektrischen Effekt. Bei Kompression eines Ionengitters tritt an der Oberfläche eine Spannung auf. Legt man an ein solches Kristall hochfrequente Wechselspannung an, so kommt es entsprechend der Spannungsveränderung zu Änderung der Dicke des Ionengitters. Es werden also elektrische Schwingungen in mechanische umgewandelt.⁽¹⁷⁾

Die Ausbreitung der Schallwellen im Gewebe kann man sich so vorstellen, daß bei Zufuhr von Energie Teilchen aus der Ruhelage gebracht werden und durch diese Schwingung wieder Nachbarparteilchen in Pendelbewegung versetzen. Die Auslenkung der

Teilchen und damit die Amplitude ist umso größer, je mehr Energie zugeführt wird.

Schallgeschwindigkeit wird definiert als Wellenlänge mal Frequenz. Im Körper ist sie abhängig von Dichte und Kompressibilität des durchlaufenen Gewebes. Da mit zunehmender Frequenz die Wellenlänge kürzer wird, nähert sie sich der Strahlung an.

Der Schallwiderstand (= akustische Impedanz) setzt sich zusammen aus der Dichte und Schallgeschwindigkeit. Er ist demnach ebenfalls spezifisch für jedes Gewebe. Bei zwei verschiedenen aufeinanderfolgenden Medien entsteht eine akustische Grenzfläche, für die dieselben Gesetze für Reflexion, Brechung, Beugung und Streuung gelten wie in der Optik.^(3,17)

Nebenwirkungen: Mechanische und thermische Wirkungen können bei starker Überdosierung des Ultraschalls entstehen. Je nachdem, ob viele oder wenige Teilchen im Gewebe aufeinander folgen, entstehen Verdichtungs- und Verdünnungszonen mit entsprechenden Druck- bzw. Zugspannungen, die mechanische Schäden bewirken können. Erwärmung erfolgt an Grenzflächen, wenn kinetische Energie durch Reibung in Wärme umgesetzt wird.⁽³⁾ Bei den normalerweise verwendeten Intensitäten des Ultraschalls in der medizinischen Diagnostik treten diese Wirkungen ebenfalls ein, jedoch in einem Ausmaß, die eine relevante pathologisch anatomische Veränderung in der mechanischen Struktur des Gewebes nicht bewirken können. Von Baethmann et al.^(1,26) wurden Experimente in dieser Fragestellung an Hirngewebe von Ratten durchgeführt. Bei 100 bis 50 000 mal höherer Dosis als normalerweise bei klinischen Untersuchungen verwendet wird, konnten keine

Veränderungen der Wasser- oder Elektrolytkonzentration des Hirngewebes oder eine Permeabilitätsstörung der Blut-Hirnschranke nachgewiesen werden.

2. Beschreibung des Gerätes

Die Untersuchungen wurden mit dem Ultraschallgerät 4100 MGB der Firma Kretz und dem Zusatzgerät 4100 MB durchgeführt. Hauptbestandteile des Gerätes sind ein Sender und Empfänger, ein Schallkopf, ein Verstärker, ein Kathodenstrahloszillograph am A - Gerät und eine Elektrode am B-Gerät. Vom Sender gehen elektrische Impulse aus, die dem Tastkopf zugeführt werden und dort durch ein Schwingquarz aufgrund des piezoelektrischen Effektes in mechanische Schwingungen umgewandelt werden. Da jedes Piezoelement eine andere Schwingfrequenz besitzt, kann man durch Austauschen des Schallkopfes bzw. des schwingenden Kristalls die Frequenz verändern. An diesem Gerät kann die Untersuchungsfrequenz von 1 - 6 MHz variiert werden. Bei unseren Versuchen wurden Frequenzen von 1, 2 und 6 MHz verwendet. Mit steigender Frequenz nimmt das Auflösungsvermögen im Gewebe zu, weil die Wellenlänge kleiner wird. Die Penetration jedoch wird wegen der starken Absorption bei hoher Frequenz geringer. Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit, die maximale Ultraschallenergie anzuwenden, wobei gleichzeitig die Absorption so klein gehalten werden muß, daß noch eine ausreichende Information ermittelt werden kann.

Da eine Luftschicht zwischen Schallkopf und zu untersuchendem Gewebe den Ultraschall total reflektiert, muß mittels Öl oder einer speziellen Creme ein optimaler Kontakt zwischen Prüf-

kopf und zu untersuchendem Material hergestellt werden. In dieser Weise kann der Schall in das Gewebe übertragen werden. Dort breiten sich die Schwingungen kegelförmig aus, bis sie auf eine Grenzfläche treffen, an der sie reflektiert werden; dieses Echo wird vom Sender, der gleichzeitig als Empfänger dient, aufgenommen. Die ausgesendeten elektrischen Impulse sind so kurz, daß zwischen zwei Impulsen alle reflektierten Echos vom Empfänger registriert werden können. Das Echo wird im Tastkopf wieder in einen elektrischen Impuls umgewandelt, die entsprechende Spannung wird verstärkt und am A - Gerät den Ablenkplatten des Kathodenstrahloszillographen zugeleitet. Der Kathodenstrahl wird abgelenkt, es entsteht eine Zacke auf dem Bildschirm. Am B - Gerät wird die elektrische Schwingung je nach Energie durch die Elektrode in unterschiedlich helle Lichtpunkte umgewandelt.

Der Meßbereich des Gerätes kann zwischen 10×12 , 15×18 und $30 \times 36 \text{ cm}^2$ variiert werden. Die Empfindlichkeit des Empfängers kann mittels der "Verstärkung", angegeben in dB, stufenlos verändert werden. Es wurden bei den verschiedenen Frequenzen Verstärkungen zwischen 50 und 80 dB versuchsweise angewandt.

Bei größerem Umfang des zu untersuchenden Materials kann die Anfangsverstärkung, d.h. die Stärke der Echos an der Oberfläche mit dem Tiefenausgleich herabgesetzt werden, damit durch die Reduktion der Amplitude von prüfkopfnahen Echos die Interpretation von Echos aus tiefer gelegenen Schichten besser möglich wird.

Eine Entfernungsmessung von Gewebegrenzflächen ist möglich, da für jedes Gewebe eine spezifische Schalleitungsgeschwindigkeit

gegeben ist. Da im menschlichen Gewebe die Ultraschalleitungsgeschwindigkeit in gleichen Größenordnungsbereichen gelegen ist (mit Ausnahme des Knochens), kann durch Berechnung der Zeit zwischen Aussenden und Wiederempfangen des Ultraschalls die zurückgelegte Strecke, ausgedrückt in Millimeter Gewebetiefe errechnet werden. Schaltet man am A-Gerät den Maßstab "1" oder "10" auf dem Bildschirm ein, werden Lichtmarken sichtbar, die 1 bzw. 10 mm Gewebetiefe entsprechen. Eine genaue Ableistung der Entfernung der einzelnen Echos ist daher in Millimetern möglich. Da jeder Lichtpunkt auf dem B-Bild einer Echozacke auf dem A-Bild zugeordnet werden kann, ist somit auch eine Entfernungsmessung der Echopunkte des B-Bildes möglich.

3. Aufnahmetechnik

Beim liegenden Patienten wurde der Prüfkopf über die vorher festgelegte Linie des Untersuchungsgebietes nach Applikation der Kontaktpaste geführt. Der Schallkopf ist an einem fahrbaren Stativ derart befestigt, daß der Prüfkopf in Bezug auf die Längsachse des Untersuchungsgebietes senkrecht um 360° zu kippen bzw. parallel zur Längsachse verschoben werden kann. Der den Prüfkopf tragende Stativarm ist in einer vertikalen Ebene vielfach beweglich, dadurch ist das senkrechte Einfallen des Ultraschallstrahles auch bei Unregelmäßigkeiten der Oberfläche des zu untersuchenden Gebietes gewährleistet. Die Lage des Prüfkopfes ist mechanisch und elektronisch mit der Basislinie am Oszillographen gekoppelt, so daß ein Punkt im Gewebe, ganz gleich aus welchem Winkel er aufgenommen wird, immer an derselben Stelle des Bildschirms abgebildet wird. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden Bilder von Ober- und Unterschenkel

in Längs- und Querschnittsechogrammen aufgenommen. Bei den Querschnittsechogrammen des Oberschenkels wurde das Bein angewinkelt und der Schallkopf senkrecht zur Längsachse um etwa 360° um den Oberschenkel herumgeführt. Bei der Aufnahme des Längsschnittes wurde das Bein ausgestreckt. Der Längsschnitt des Unterschenkels wurde in Bauchlage des Patienten aufgenommen, der Querschnitt in Bauch- oder in Rückenlage mit angewinkeltem Bein.

Um einen Vergleich der Echogramme, aufgenommen mit verschiedenen Frequenzen, zu ermöglichen, war es notwendig, die dB-Änderung (= Verstärkungsänderung) so zu wählen wie unten angegeben ist:

1 MHz	50 dB	2 MHz	55 dB	4 MHz	65 dB
1 "	55 dB	2 "	60 dB	4 "	75 dB
1 "	60 dB	2 "	65 dB	4 "	80 dB

Zur besseren Beurteilung der Echogramme von Längsschnitten mit einer bestimmten Frequenz (1 und 2 MHz) wurden Bilder mit verschiedenen Werten des Tiefenausgleichs angefertigt.

III. Untersuchungsmaterial und Probanden

Um eine Aussage über die echographische Darstellung der Muskulatur machen zu können, wurden Ultraschallaufnahmen von tierischem Muskelgewebe, der Ober- und Unterschenkelmuskulatur von gesunden Versuchspersonen und anschließend von pathologisch veränderter Muskulatur von Patienten angefertigt.

1. Muskelgewebe vom Tier

Die Muskelgewebsprobe vom Tier mit der Größe $10 \times 5 \text{ cm}^2$, genommen aus der Bauchmuskulatur eines Schweines, wurde mit den Frequenzen 1, 2 und 4 MHz echographisch abgebildet, wobei die Empfindlichkeit zwischen 50 und 80 dB variiert wurde. Die Grenzflächen zwischen Haut und Muskulatur bzw. zwischen Muskulatur und Fettgewebe bzw. Muskelsepten sollten auf diese Weise dargestellt werden.

2. Muskelgewebe bei Gesunden

Bei den gesunden Versuchspersonen wurden mit den gleichen Einstellungen am Gerät wie unter 1 angegeben Quer- und Längsschnitte vom Ober- und Unterschenkel nach oben beschriebener Aufnahme-technik aufgenommen.

- a) Gesunde Versuchsperson, männlich, 32 Jahre alt
- b) " " weiblich, 24 Jahre alt
- c) " " weiblich, 26 Jahre alt
- d) " " männlich, 25 Jahre alt
- e) " " weiblich, 24 Jahre alt

3. Patienten mit muskulären Erkrankungen

Es wurden zwei Patienten mit muskulären Erkrankungen untersucht. Die Aufnahmen wurden in gleicher Weise angefertigt wie bei den gesunden Probanden.

a) Patient S., 21 Jahre alt, männlich

Der Patient erkrankte im 17. Lebensjahr mit allgemeiner Müdigkeit und Schwäche der Schultermuskulatur an einer Dystrophia musculorum Typ II. In den darauffolgenden Jahren nahm die allgemeine Schwäche sowie ein langsam progredienter Muskelschwund im Umfang zu. Bis jetzt war ein Fortschreiten des Prozesses zu beobachten, wobei zusätzlich die unteren Extremitäten mit erfaßt wurden.

Neurologischer Befund: Es konnte eine hochgradige Atrophie der Schultergürtel-, Beckengürtel- und Extremitätenmuskulatur objektiviert werden. Insbesondere zeigte sich ein positiver Trendelenburg beidseits als auch ein durch Muskelschwäche bedingter typischer motorischer Ablauf beim Aufrichten vom Liegen zum Sitzen bzw. Stehen, beidseits Scapulae alatae. Reflexstatus: Keine Reflexe an den oberen Extremitäten, Bauchhautreflexe in allen Quadranten schwach positiv, M. quadriceps und M. triceps surae beidseits schwach positiv, Babinski negativ.

Paraklinische Befunde: Elektromyographisch konnten die Zeichen einer primären Myopathie aus sämtlichen quergestreiften Muskeln abgeleitet werden. Es fanden sich vorwiegend hochpolyphasische niedergespannte Potentiale mit verzögerter Dauer. Histologischer Befund: Hochgradig verschmälerte Muskelfasern mit ausgeprägtem lipo-sklerotischem Umbau als Spätstadium

einer Muskeldystrophie.

Laborbefund: LDH stark erhöht bis 480 mU/ml (Norm bis 50 mU/ml),
CPK erhöht bis 92 mU/ml (Norm bis 50 mU/ml).

b) Patientin P., 80 Jahre alt, weiblich

Die Patientin wurde wegen einer Contusio cerebri infolge eines
Unfalls stationär aufgenommen.

Neurologischer Befund: Die Patientin war bewußtseinsklar, voll
orientiert und hatte eine retrograde Amnesie für die Zeit des
Unfalls. Es wurde eine hochgradige Muskelatrophie an unteren
und oberen Extremitäten festgestellt, so daß die Patientin
kaum bewegungsfähig war.

Reflexstatus: Reflexsteigerung am rechten Bein mit Fuß- und
Patellarklonus, links Babinski positiv.

Histologischer Befund: Sehr starke Fettgewebsentwicklung, mehr-
fach spitzwinkelig ausgezogene atrophische Muskelfasern, die
gelegentlich in kleinen Gruppen angeordnet sind. Für einen pri-
mär myogenen Prozeß ergeben sich keine Anhaltspunkte, sondern
es handelt sich mit großer Wahrscheinlichkeit um eine neurogene
Muskelatrophie.

Laborbefund: Treponema pallida - Immobilisationstest 96%
(0 - 20% negativ, 21 - 60% zweifelhaft, 61 - 100% positiv),
Wassermann positiv, Treponema pallida Hämagglutinationstest
positiv, Nelson-Test positiv; übrige Laborwerte normal.

IV. Ergebnisse

1. Muskelgewebe vom Tier

Die Untersuchungen der animalen Muskelprobe wurden mit den Frequenzen 1, 2 und 4 MHz durchgeführt bei konstantem Tiefenausgleich: 1. Die Höhe der Empfindlichkeit wurde auf 60 dB eingestellt bei Messung mit den Frequenzen 1 und 2 MHz. Bei Messung mit der Frequenz 4 MHz wurde die Empfindlichkeit erhöht auf 80 dB. Aus den Abbildungen ist ersichtlich, daß bei einer niederen Schallfrequenz verschiedene Grenzflächen in der Probe zur Darstellung gelangen. (Abb. 1): Oben im Bild ist die Grenzfläche Luft-Muskelgewebe, darunter eine echofreie Zone, die sich vorwiegend aus einem Gemisch von Fett- und Bindegewebe zusammensetzt. Weiter vom Prüfkopf entfernt läßt sich eine Zone mit multiplen Reflexionen erkennen, welche von Grenzflächen zwischen Gefäßen, Muskelsepten und diffus eingelagertem Fettgewebe herrühren. Bei Beschallung des zu untersuchenden Gewebes mit einer Frequenz von 2 MHz und einer Empfindlichkeit von 60 dB (Abb. 2) läßt sich demonstrieren, daß durch eine erhöhte Absorption weniger Ultraschallenergie zum Prüfkopf zurückkehrt, was in der Abbildung durch das Fehlen von Reflexionen aus der Tiefe der Gewebeprobe deutlich wird. Bei Erhöhung der einfallenden Ultraschallenergie auf eine Frequenz von 4 MHz und eine Empfindlichkeit von 65 dB läßt sich lediglich ein Echo der Grenzfläche Luft zu Oberfläche der Muskelprobe abbilden. Bei Erhöhung der Empfindlichkeit auf 80 dB (Abb. 3) sind nur vereinzelte Reflexionen aus der Oberfläche der Gewebeprobe zu erhalten.

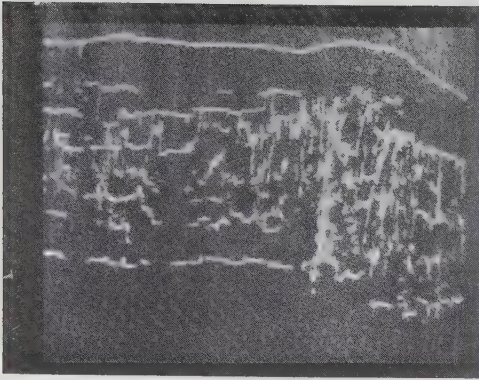


Abb. 1 1 MHz, 60 dB

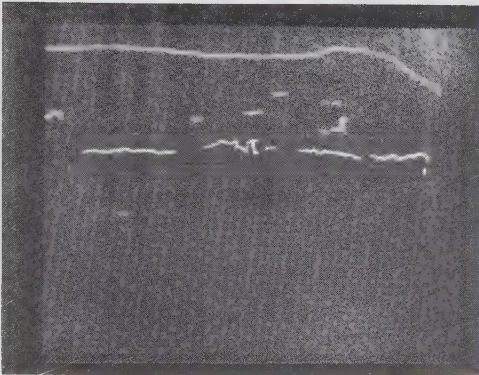


Abb. 2 2 MHz, 60 dB

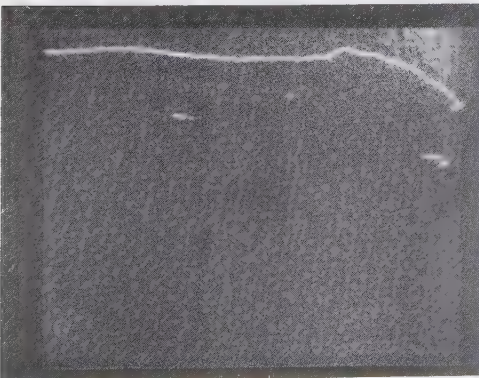


Abb. 3 4 MHz, 80 dB

Abb. 1 - 3: Tierische Muskel-
probe
Tiefenausgleich: 1

Aus dieser Versuchsreihe geht hervor, daß Frequenzen höher als 1 MHz keine Aussage über den Strukturaufbau von weiter als 2 cm vom Prüfkopf entfernten Schichten ermöglichen, wenn das Muskelgewebe eine starke Fetteinlagerung aufweist wie sie bei der animalen Muskelprobe deutlich sichtbar war.

2. Muskelgewebe bei Gesunden

Ähnlich wie bei Beschallung der tierischen Muskelprobe wurde ein B - Echobild durch Beschallung parallel zur Längsachse des Oberschenkels 20 bis 35 cm oberhalb des Kniegelenkspaltes angefertigt. Die benützten Frequenzen waren 1, 2 und 4 MHz bei konstantem Tiefenausgleich: 2. Ähnlich wie beim tierischen Probematerial können die Grenzflächen Luft - Haut oben im Bild (Abb. 4), subkutanen Fettgewebe - Muskelfaszie und weiter vom Prüfkopf entfernt Reflexionen von tiefer gelegenen Grenzflächen der Oberschenkelmuskulatur abgebildet werden. Unten im Bild läßt sich die horizontale Unterlage des Untersuchungstisches darstellen. In gleicher Weise läßt sich bei einer höheren Frequenz durch höhere Absorption eine erhebliche Reduktion der erhaltenen Reflexe im B - Bild nachweisen (Abb. 5). Oben im Bild wird wiederum die Reflexion der Grenzfläche Luft - Haut sichtbar, darunter läßt sich die echofreie Zone von homogenem subkutanem Gewebe abbilden, es folgt die Reflexion der Muskelfaszie. Bei Beschallung mit 4 MHz (Abb. 6) läßt sich durch die erhöhte Absorption kein detailliertes Echobild mehr entwerfen. Im Zentrum der Abb. 6 stellt sich möglicherweise ein größeres Gefäß dar.

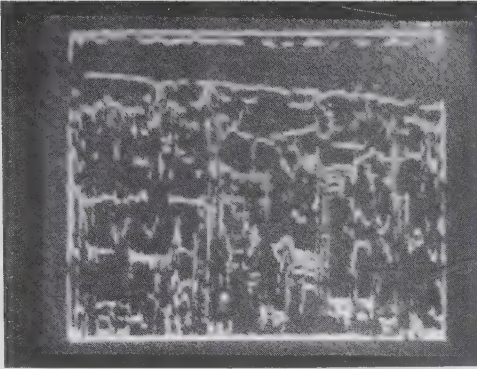


Abb. 4 1 MHz, 60 dB

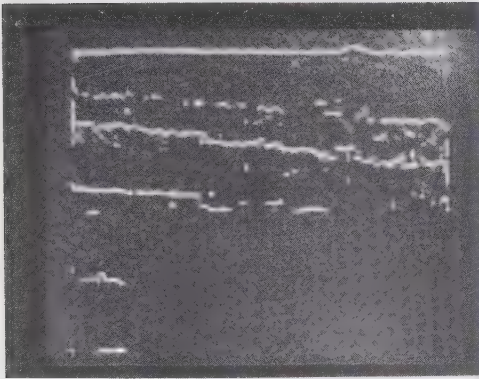


Abb. 5 2 MHz, 60 dB

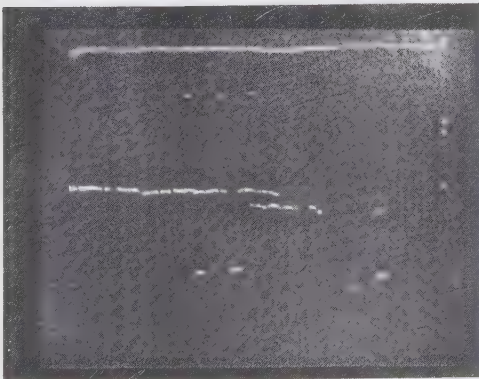


Abb. 6 4 MHz, 65 dB

Abb. 4 - 6: Gesunder Proband
Längsschnitt Mitte
Oberschenkel,
20 - 35 cm oberhalb
des Kniegelenkspaltes
Tiefenausgleich: 2

In den Abbildungen 7 - 9 haben wir für eine konstante Frequenz von 2 MHz und eine Empfindlichkeit von 65 dB den Effekt eines zunehmenden Wertes für den Tiefenausgleich von 1 bis 3 dargestellt. Hieraus ist ersichtlich, daß durch Reduktion der Reflexionen von prüfkopfnahen Strukturen die detaillierte Abbildung an Aussagekraft verliert. Eine genauere Darstellung ist durch Veränderung des Tiefenausgleichs anscheinend nicht möglich.

In ähnlicher Weise wurde bei gesunden Versuchspersonen am Oberschenkel 25 cm oberhalb des Kniegelenkspaltes mit den Frequenzen 1, 2 und 4 MHz bei konstantem Tiefenausgleich: 2 ein Querschnitts-Echo-B-Bild registriert (Abb. 10 - 13). Unter Zugrundelegung des schematischen Querschnittsbildes durch die Mitte des Oberschenkels ist lediglich eine globale Zuordnung von anatomischen Strukturen, welche zu einer Reflexion Anlaß geben, möglich. Auch in dieser Reihe läßt sich demonstrieren, daß bei einer höheren Frequenz (4 MHz) durch eine hohe Absorption nur wenige Reflexionen mit geringen Amplituden aus den tieferen (= prüfkopffernen) Schichten abgebildet werden. Im Gegensatz hierzu zeigt sich, daß bei niedrigerer Frequenz von 1 MHz durch die geringe Absorption eine maximale Reflexion vom Knochen auftritt, so daß das Bild durch Wiederholungsechos überstrahlt wird. Dadurch ist eine Beurteilung bzw. Zuordnung von Reflexionen zu den tiefer gelegenen Strukturen nicht mehr möglich. Bei Ableitung mit der Frequenz 2 MHz läßt sich ein Zwischenstadium abbilden, ohne daß eine klare Abgrenzung von Muskelkompartimenten

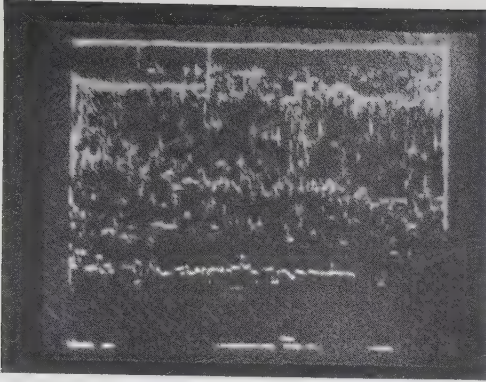


Abb. 7 - 9: Längsschnitt Mitte
Oberschenkel,
20 - 35cm ober-
halb des Knie-
gelenkspaltes
Frequenz: 2 MHz
Verstärkung: 65 dB

Abb. 7 Tiefenausgleich 1

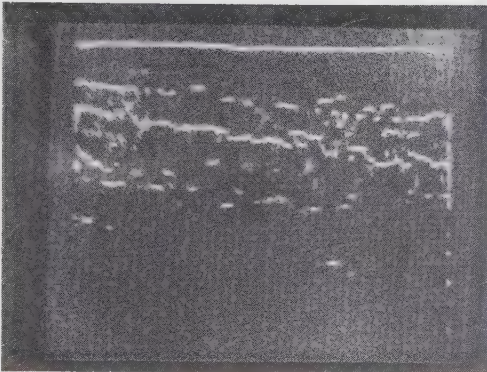


Abb. 8 Tiefenausgleich 2

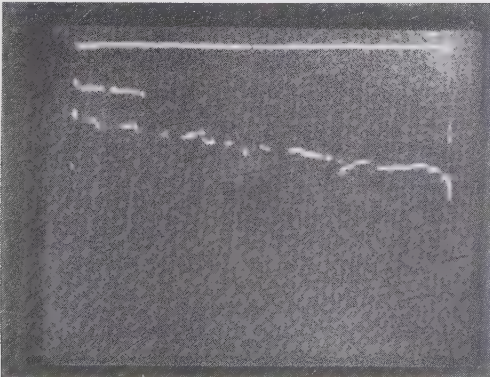


Abb. 9 Tiefenausgleich 3

Abb. 10-12: Gesunder Proband
Querschnitt 25 cm
oberhalb des Knie-
gelenkspaltes
Tiefenausgleich: 2

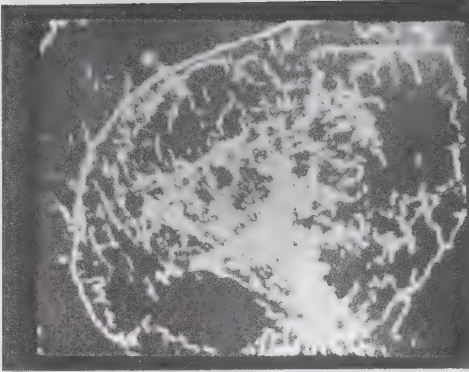


Abb. 10 1 MHz, 60 dB

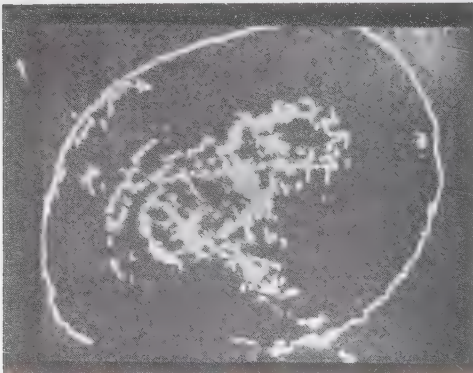


Abb. 11 2 MHz, 60 dB

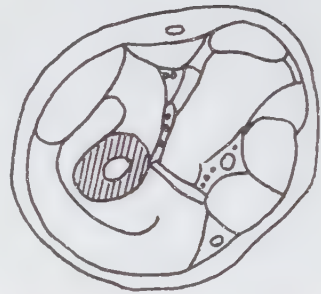


Abb. 13 Anatom. Querschnitt

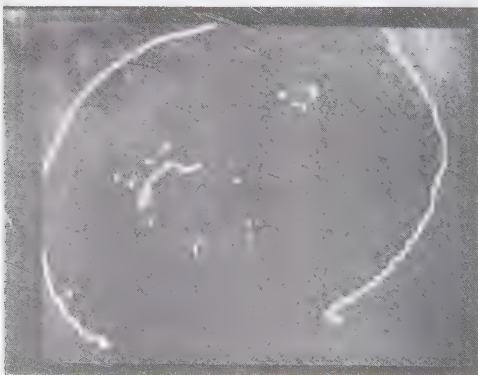


Abb. 12 4 MHz, 65 dB

möglich wird, lediglich die Begrenzung des Femurs und des ventralen und dorsomedialen Gefäßbündels ist grob wiederzuerkennen.

Bei den verwendeten Frequenzen läßt sich keine B - Echoabbildung der feineren Muskelstrukturen entwerfen.

Die Längsschnitte des Unterschenkels wurden parallel zur Längsachse von dorsal 5 - 20 cm unterhalb der Fossa poplitea mit den Frequenzen 1, 2 und 4 MHz bei konstantem Tiefenausgleich: 2 im B - Bild aufgenommen. Bei der Darstellung mit 1 MHz Frequenz und einer Empfindlichkeit von 60 dB (Abb. 14) ist wie bei Aufnahme des Oberschenkels die Grenze Luft-Haut gut abgrenzbar, darunter folgt die schmale subkutane Schicht, die eine fast parallel zur Oberfläche verlaufende Reflexion bildet. Unterhalb davon stellt sich die Loge des M. gastrocnemius als nahezu akustisch homogene Zone dar. Darunter bilden sich Reflexionen ab, die an den großen Gefäßen und Muskelsepten entstehen, was mit Hilfe des A-Scans nachgewiesen wurde. In der Tiefe werden eine große Anzahl Echos abgebildet, die aber keine genaue Zuordnung zu anatomischen Strukturen erlauben. Diese bestehen mit größter Wahrscheinlichkeit aus Wiederholungsechos von stark reflektierenden Gewebeteilen wie dem Knochen.

Bei einer Frequenz von 2 MHz und 60 dB Empfindlichkeit (Abb. 15) nimmt die Penetration wiederum deutlich ab, nur die oberen Gewebestrukturen kommen zur Abbildung. Die Grenzfläche, gebildet durch ein großes Gefäß, ist sicher abgrenzbar, während die Reflexionen von prüfkopffernen Strukturen an Muskelsepten und Gefäßkompartimenten vermindert sind. Bei 4 MHz und Erhöhung der Empfindlichkeit auf 65 dB (Abb. 16) läßt sich unterhalb

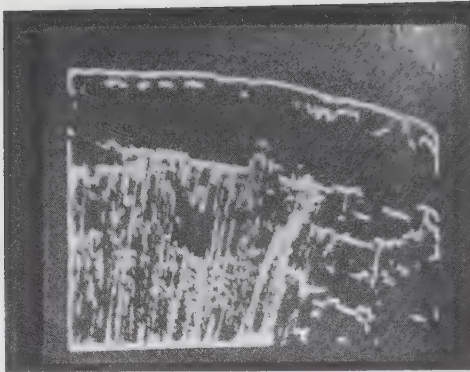


Abb. 14 1 MHz, 60 dB

Abb. 14-16: Gesunder Proband
Längsschnitt Mitte
Unterschenkel,
5 - 20 cm unterhalb
der Fossa poplitea
Tiefenausgleich: 2

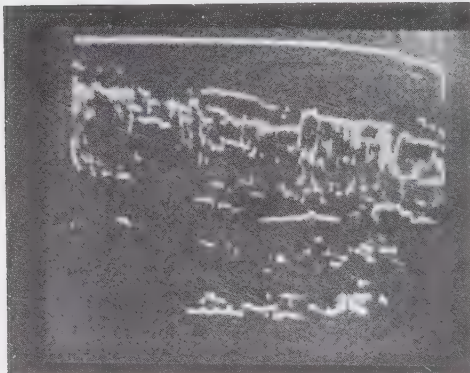


Abb. 15 2 MHz, 60 dB

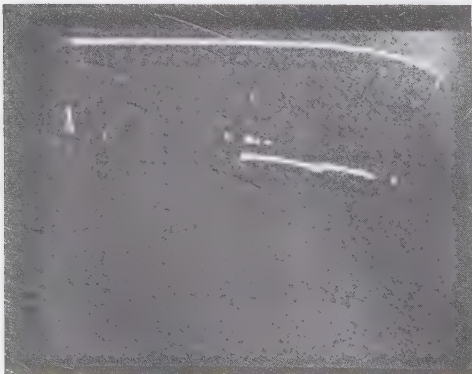


Abb. 16 4 MHz, 65 dB

des mutmaßlichen großen Gefäßes keine Gewebestruktur mehr abbilden, da sich die starke Absorption bei hoher Frequenz wiederum auswirkt. Unter Berücksichtigung der anatomisch topographischen Verhältnisse des Querschnitts des mittleren Unterschenkelbereichs, die durch die Auflage auf den Untersuchungstisch einerseits und den leichten Druck des sich bewegenden Prüfkopfes andererseits geändert wurden, wodurch eine gewisse Distanzänderung zwischen verschiedenen Strukturen (Bindegewebssepten mit Venen, Arterien, Nerven) zustande kommt, konnte durch Vergleich des A-Bildes mit dem B-Bild nachgewiesen werden, daß die längliche Doppelreflexion dem dorsalen Gefäßkompartiment entspricht.

In Abb. 17 - 19 wird nochmals der Effekt des Tiefenausgleichs demonstriert. Hier wurden die Aufnahmen mit einer Frequenz von 1 MHz bei Erhöhung des Tiefenausgleichs angefertigt. Bei der höchsten Einstellung des Tiefenausgleichs werden in prüfkopfnahen Gewebeteilen mehr Echos unterdrückt. Auch hierdurch läßt sich eine exakte Zuordnung zum anatomischen Aufbau des Unterschenkels nicht machen, jedoch ist eine vielfache kontinuierliche Echoreflexion von Grenzflächen über ca. 15 cm parallel zur Längsachse des Unterschenkels erkennbar. Diese entstehen an den Grenzflächen, welche durch Muskelsepten und Gefäßkompartimente gebildet werden.

Die Aufnahmen des Querschnittes vom Unterschenkel wurden ähnlich den Oberschenkelquerschnitten mit den Frequenzen 1, 2 und 4 MHz 15 cm unterhalb des Kniegelenkspaltes aufgenommen bei konstantem Tiefenausgleich: 2. Beim Vergleich der Abb. 21 bis 23 mit dem anatomischen Querschnitt wird deutlich, daß sich

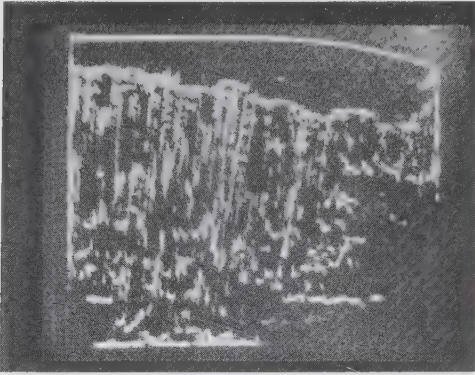


Abb. 17 Tiefenausgleich 1

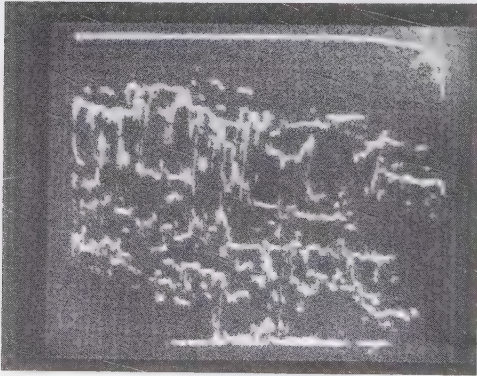


Abb. 18 Tiefenausgleich 2

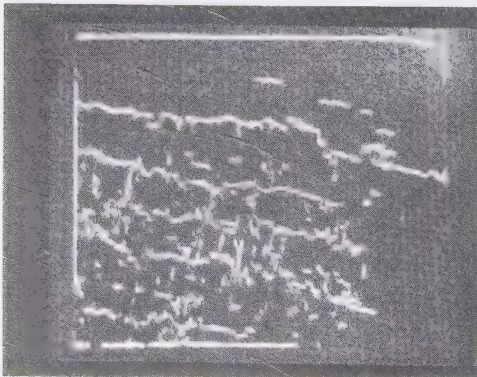


Abb. 19 Tiefenausgleich 3

Abb. 17-19: Längsschnitt Mitte
Unterschenkel,
5 - 20 cm unter-
halb der Fossa
poplitea
Frequenz: 1 MHz
Verstärkung: 55 dB

Abb. 21-23: Gesunder Proband
Querschnitt 15 cm
unterhalb des Knie-
gelenkspaltes
Tiefenausgleich: 2

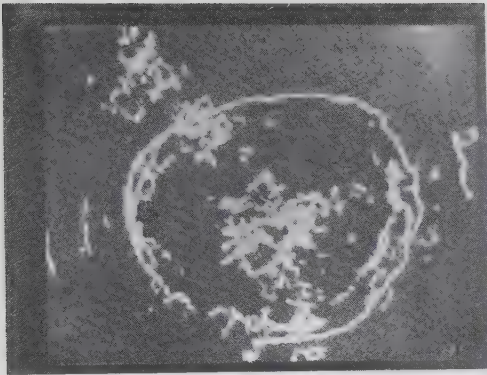


Abb. 21 1 MHz, 55 dB

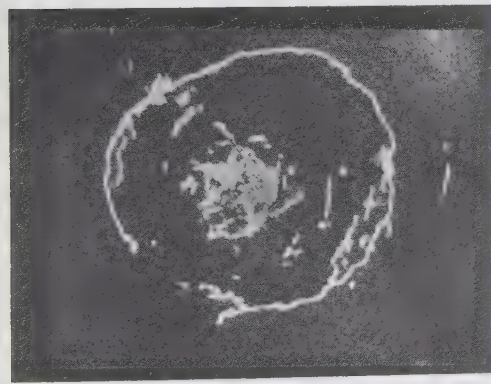


Abb. 22 2 MHz, 55 dB

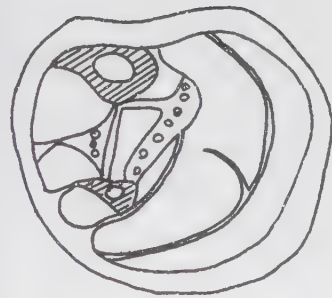


Abb. 20 Anatom. Querschnitt



Abb. 23 4 MHz, 65 dB

nur das Gefäßbündel und bei niedriger Frequenz subkutanes Gewebe abgrenzen lassen. Die Muskelsepten kommen nicht sicher zur Darstellung. Die Reflexion an den Knochen wirkt sich bei 1 und 2 MHz Frequenz noch stärker als am Oberschenkel auf die Bildqualität aus, während bei hoher Frequenz (4 MHz) außer der Außenkontur kaum Echos dargestellt werden. Allgemein muß man feststellen, daß bei gesunden Versuchspersonen nur an klaren Grenzflächen wie Luft-Haut bzw. Subkutis-Muskelfaszie und an großen Gefäßen Reflexionen entstehen. Feinere Gewebestrukturen von Subkutis und Muskulatur lassen sich bei dieser Ableitetechnik nicht abbilden.

3. Patienten mit muskulären Erkrankungen

Der erste Patient war ein junger Mann mit einer seit 4 Jahren bekannten Muskeldystrophie. Die Längsschnitte vom Oberschenkel dieses Patienten wurden auf gleiche Weise wie die der gesunden Probanden parallel zur Längsachse des Femurs aufgenommen. Bei einer Frequenz von 1 MHz und einer Empfindlichkeit von 60 dB (Abb. 24) erkennt man auch hier wie bei gesunden Versuchspersonen (Abb. 4) die dünne Subkutanschicht. In mittleren Gewebeabschnitten ist die klare Schichtung, wie sie bei Gesunden auftritt, aufgehoben: Es treten sehr viele punktförmige Reflexionen auf, die wir der Fetteinlagerung im pathologisch veränderten Muskel zuordnen. In den prüfkopffernen Abschnitten treten weniger Echos auf als bei den gesunden Probanden. Bei Zunahme der Frequenz auf 2 MHz (Abb. 25) verflüchtigt sich die klare Schichtung noch mehr. In tiefer gelegenen Schichten treten diffuse Echos auf. Bei hoher Frequenz und einer Empfindlichkeit von 75 dB (Abb. 26 und 27) werden deutliche Unterschiede

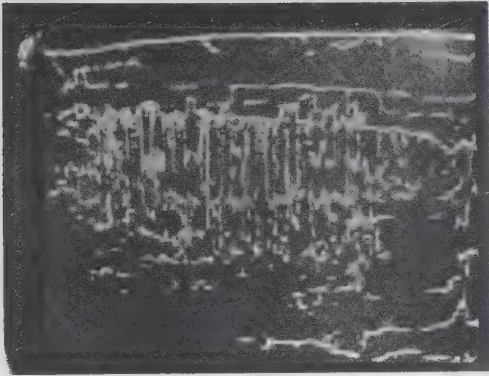


Abb. 24 1 MHz, 60 dB

Abb. 24 und 25:
Patient 3a
Längsschnitt Mitte Ober-
schenkel, 15 - 30 cm ober-
halb des Kniegelenkspaltes
Tiefenausgleich: 2

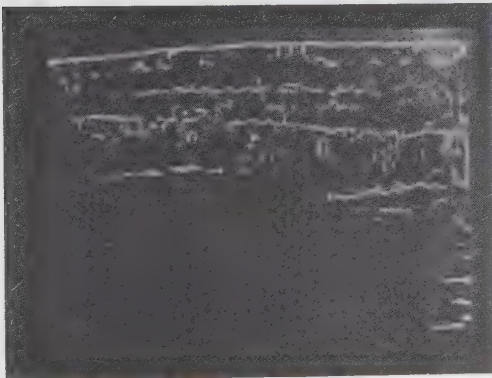


Abb. 25 2 MHz, 60 dB

Abb. 26: Patient 3a

Abb. 27: Gesunder Proband
Längsschnitt Mitte
Oberschenkel,
15 - 30 bzw. 20 - 35cm
oberhalb des Knie-
gelenkspaltes
Tiefenausgleich: 2

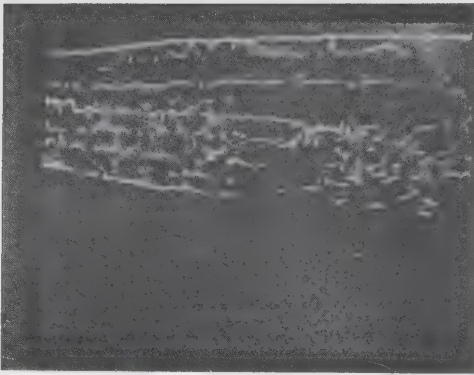


Abb. 26 4 MHz, 75 dB

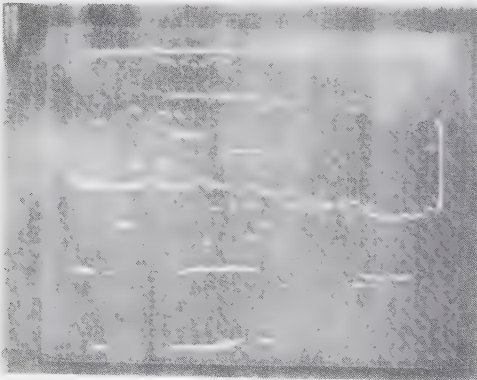


Abb. 27 4 MHz, 75 dB

zum Gesunden sichtbar. In oberen und mittleren Gewebeabschnitten treten bei dem Patienten mehr Echos auf als bei gesunden Probanden, die einzelnen Gewebsschichten sind verschmälert, wodurch die Echos enger zusammenliegen. Das Echobild wirkt diffuser und ist nicht klar gegliedert. Trotz der hohen Absorption läßt sich beim Gesunden der ganze Oberschenkel durchschallen, während sich beim Patienten nur die obere Hälfte darstellen läßt. Möglicherweise wirkt sich die Schwächung des Ultraschalls durch Fetteinlagerungen und Vermehrung der bindegewebigen Anteile so stark aus, daß die Echoamplitude in der Tiefe zu klein wird, als daß noch eine Reflexion abgebildet wird.

Ebenso wie bei den Gesunden wurde bei diesem Patienten der Querschnitt des Oberschenkels 25 cm oberhalb des Kniegelenkspaltes mit den verschiedenen Frequenzen bei konstantem Tiefenausgleich aufgenommen (Abb. 28 - 30). Es zeigen sich die gleichen Ergebnisse in Bezug auf Absorption und Durchdringungsvermögen wie bei gesunden Probanden. Eine grobe Zuordnung zu den anatomischen Strukturen wie große Gefäßbündel und Muskelsepten ist bei niedriger Frequenz von 1 und 2 MHz möglich, bei einer Frequenz von 4 MHz und 65 dB Empfindlichkeit kommen außer der Oberflächenkontur im Inneren nur vereinzelt Reflexionen zur Darstellung, die wahrscheinlich an der Grenzfläche Muskelgewebe - Knochen entstehen. Die restlichen Gewebsslogen erscheinen auch hier als echofreier Raum. Ein Unterschied zu den Schnittbildern der gesunden Personen läßt sich nicht objektivieren.

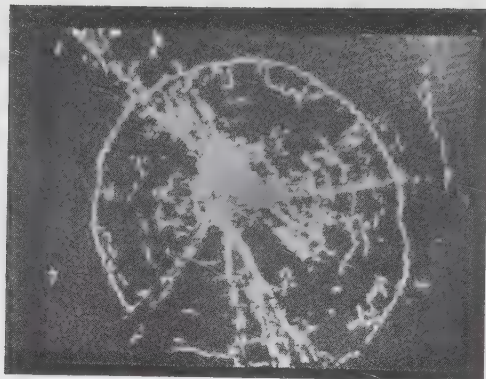


Abb. 28 1 MHz, 60 dB

Abb. 28-30: Patient 3a
Querschnitt 20 cm
oberhalb des Knie-
gelenkspaltes
Tiefenausgleich: 2

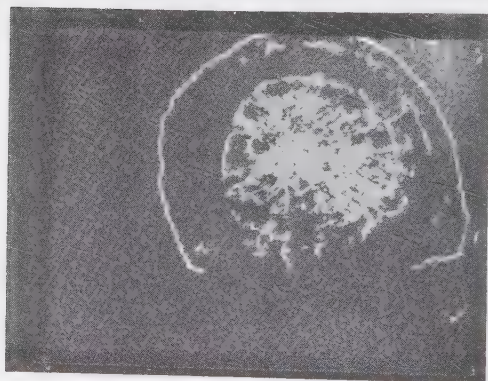


Abb. 29 2 MHz, 60 dB

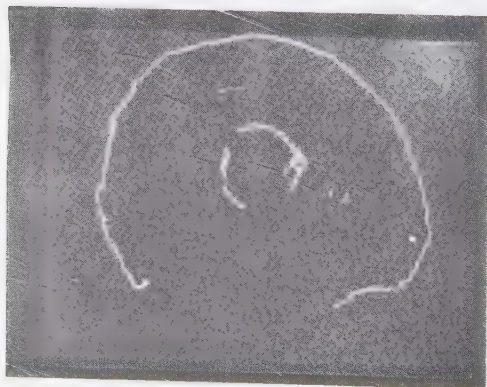


Abb. 30 4 MHz, 65 dB

Die Längsschnitte vom Unterschenkel des Patienten (Abb. 31-33) wurden ebenfalls von dorsal 5 - 20 cm unterhalb der Fossa poplitea aufgenommen. Die Subkutis ist bei niedriger Frequenz abgrenzbar, der M. gastrocnemius ist echofrei; in der Tiefe wird eine große Anzahl von Echos reflektiert. Ein Unterschied zu den gesunden Probanden läßt sich auch hier nicht aufweisen.

Die Querschnitte vom Unterschenkel des Patienten (Abb. 34, 35) wurden mit den Frequenzen 1 und 2 MHz und einer Empfindlichkeit von 55 dB 15 cm unterhalb des Kniegelenkspaltes aufgenommen. Das große Gefäßbündel stellt sich im Zentrum dar, durch Muskelschwund sind Muskelsepten hier besser abgrenzbar als bei gesunden Personen. Die Bildqualität wird wiederum durch Wiederholungsechos am Knochen stark beeinträchtigt. Eine genaue Zuordnung zu anatomischen Strukturen ist deshalb nicht möglich, und ein Unterschied zu den gesunden Probanden läßt sich nicht aufzeigen.

Beim Vergleich der Bilder läßt sich feststellen, daß die Aufnahmen des Unterschenkels sehr viel schlechter zu beurteilen sind als die des Oberschenkels, weil die Bildqualität durch Tibia und Fibula negativ beeinflusst wird.

Die zweite Patientin ist eine 80jährige Frau mit hochgradiger generalisierter Muskelatrophie und einer bekannten positiven Luesserologie.

Es wurden Längsschnitte vom mittleren Oberschenkelbereich (Abb. 36) in gleicher Aufnahmetechnik wie bei den gesunden Probanden parallel zur Femurlängsachse angefertigt. Im Vergleich zur gesunden Versuchsperson (Abb. 4) zeigt sich hier

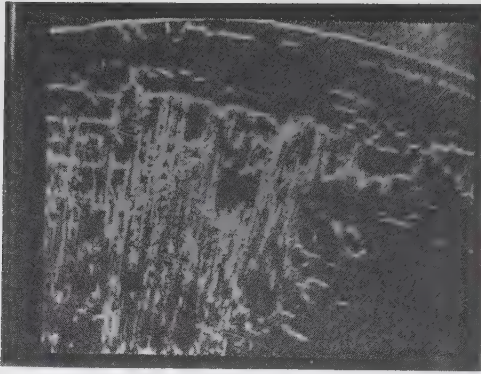


Abb. 31 1 MHz, 60 dB

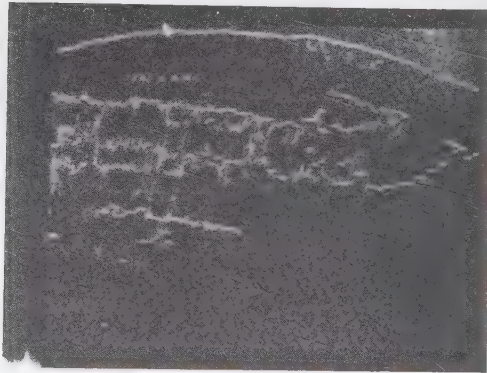


Abb. 32 2 MHz, 60 dB

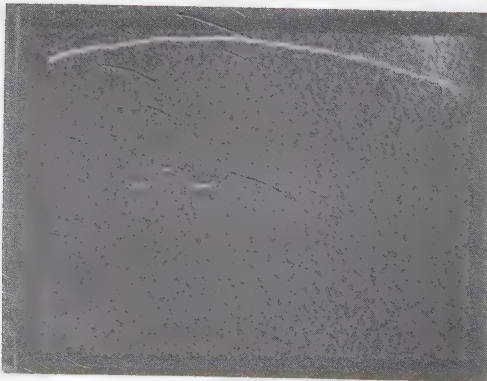


Abb. 33 4 MHz, 65 dB

Abb. 31-33: Patient 3a
Längsschnitt Mitte
Unterschenkel
5 - 20 cm unterhalb
der Fossa poplitea
Tiefenausgleich: 2

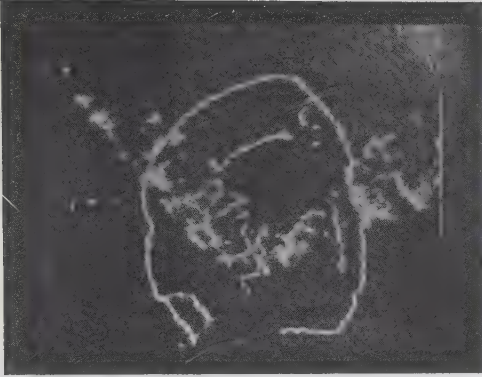


Abb. 34 1 MHz, 55 dB

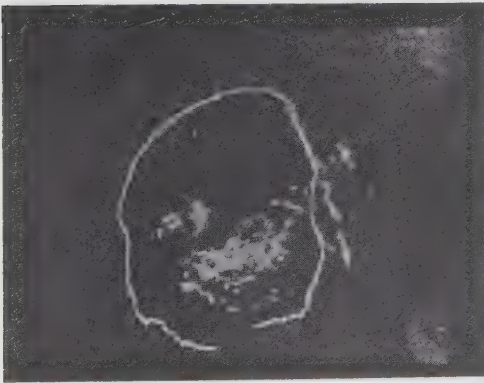


Abb. 35 2 MHz. 55 dB

Abb. 34, 35: Patient 3a

Querschnitt 15 cm
unterhalb des Knie-
gelenkspaltes

Tiefenausgleich: 2

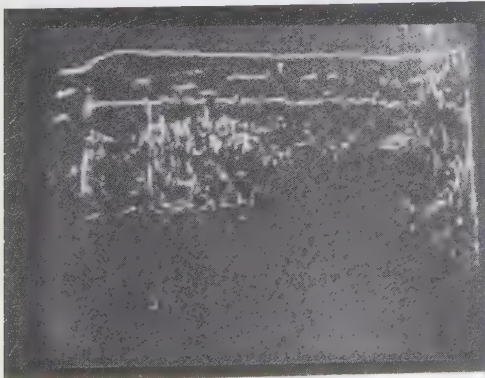


Abb. 36 2 MHz, 60 dB

Abb. 36: Patient 3b

Längsschnitt Mitte
Oberschenkel 10 - 25cm
oberhalb des Knie-
gelenkspaltes

Tiefenausgleich: 2

eine etwas dünnere Subkutanschicht. Auch bei dieser Patientin zeigen sich bereits bei einer Frequenz von 2 MHz in den oberen und mittleren Gewebeabschnitten klar erkennbare Reflexionen von den einzelnen Muskelkompartimenten, welche durch Verlust an Gewebesubstanz verschmälert sind. Auch hier lassen sich multiple punktförmige Echos (Fett und Bindegewebsvermehrung) aus den tieferen Schichten abbilden. Die B - Bilder des Querschnittes von Ober- (Abb. 37) und Unterschenkel dieser Patientin zeigen keine wesentlichen Unterschiede zu den analogen Bildern des ersten Patienten. Aufgrund des klinischen Zustandes der Patientin mußte auf die Anfertigung der Längsschnittbilder des Unterschenkels verzichtet werden.



Abb. 37: Patient 3b
Querschnitt 15 cm
oberhalb des Knie-
gelenkspaltes
Tiefenausgleich: 2

Abb. 37 4 MHz, 65 dB

V. Diskussion

Die Echobilder der unteren Extremität, mit verschiedenen Frequenzen und unterschiedlicher Empfindlichkeit am gesunden Probanden aufgenommen, lassen nach den vorliegenden Erfahrungen keine Aussage über feinere Gewebestrukturen zu. Das jedoch wäre notwendig, um Krankheitsprozesse in der Muskulatur sicher beurteilen zu können. Auch die Aufnahmen von McDonald, die wegen anderer Fragestellung unterhalb des Kniegelenks aufgenommen wurden, zeigen keine feineren Weichteilstrukturen.⁽²³⁾ Von Kresse et al.⁽¹⁸⁾ ist schon beschrieben worden, daß das Ultraschallbild des Muskels weitgehend akustisch homogen und somit echographisch strukturlos ist. Gelegentlich lassen sich jedoch bei Fetteinlagerungen Echos abbilden. Daraus allein läßt sich aber nicht darauf schließen, daß das zweidimensionale Verfahren völlig ungeeignet sei zur Aufdeckung von Krankheitsprozessen in der Muskulatur. Denn auch das normale Leber- und Nierenparenchym sowie das gesunde Pankreas bewirken keine Echostruktur, wenn man davon absieht, daß die Leber bei hoher Empfindlichkeit ein uniformes Muster von Punkten und kurzen Linien zeigt.^(28, 33, 35) Nach Kratochwil et al.⁽¹⁶⁾ ist bei einer Frequenz von 1 bis 3 MHz das Parenchym bis 64 dB homogen. Nur der Leberhilus und das Nierenbecken lassen sich normalerweise darstellen wegen der dort verlaufenden großen Gefäße.

Aus dem B - Echobild des untersuchten tierischen Gewebes läßt sich nachweisen, daß die Grenzfläche Muskulatur - Fett klar darzustellen ist. Die Schwächung des in eine Fettgewebsschicht

einfallenden Ultraschallbündels ist um ein Vielfaches größer als die des Muskelgewebes. Infolgedessen ist die reflektierte Ultraschallenergie von tiefer gelegenen Strukturen bei einer vorgelagerten Fettschicht zu gering, als daß noch interpretierbare Echos abgebildet werden können. A. Oksala et al.⁽²⁷⁾ beschreibt die Ultraschallschwächung durch Muskulatur bzw. Fettgewebe in einem Versuch. Der Amplitudenhöhe der Reflexion eines Eisenstückes, das sich in 10 mm Entfernung vor dem Schallkopf befindet, wird die Zahl 100 zugeordnet. Als Leitmedium befindet sich Wasser zwischen dem Prüfkopf und dem Eisenstück. Hält man zwischen den Schallkopf und das Eisenstück ein 4 mm dickes Muskelstück, so ergibt sich die Zahl 92 für die Amplitudenhöhe. Es ist also nur eine geringfügige Schwächung erfolgt. Wird das Muskelstück durch ein 4 mm dickes Fettstück ersetzt, so ergibt sich die Zahl 58. Die Schwächung des Muskels im Vergleich zum Wasser macht einen Unterschied von weniger als 10%, während die des Fettgewebes im Vergleich zum Wasser mehr als 40% ausmacht. Dieses Phänomen läßt sich ebenfalls in den Untersuchungen bei der von uns verwendeten Frequenz von 4 MHz reproduzieren. Umgekehrt wäre unter Umständen durch Messung der Abschwächung der Helligkeit der Echopunkte eine Aussage über den Fettanteil im Gewebe möglich.

Taylor und Mitarbeiter⁽³⁴⁾ stellte fest, daß mit normalen Speicherröhren die Amplituden der Echos nicht mehr dargestellt werden. Ab einer bestimmten Schwelle erscheinen alle Echos mit der gleichen Intensität. Unterdrückt man nur die höchsten Echoamplituden, so kann eine graue Skala mit zehn verschiedenen Helligkeitsabstufungen unterschieden werden. Mit dieser Methode können viele Details der normalen Leberstruktur differenziert werden.

Auch von Rettenmaier et al.⁽³²⁾ ist versucht worden, durch photometrische Messung der Helligkeit quantitative Ergebnisse zu erzielen. Es ist möglich, entweder die Schallschwächung zu messen oder die Schwächung durch Schallverstärkung zu kompensieren. So konnte durch diese Untersuchung eine Leberzirrhose von einer Fettleber differenziert werden.

Sichere diagnostische Aussagen werden bei alleiniger Verwendung der zweidimensionalen Methode allgemein nur gemacht, wenn klare Grenzflächen beurteilt werden können. In Arbeiten über Nierenuntersuchungen wird beschrieben, daß eine sichere Diagnosestellung aus dem Sonogramm nur bei Zysten wegen der klaren Begrenzung möglich ist und weil im Unterschied zum übrigen Gewebe bei hoher Empfindlichkeit keine Echos im Inneren^(5,14,19,33) auftreten. Das Nierenbecken läßt sich wegen des zentral gelegenen Reflexmusters, verursacht durch Gefäße und Fettgewebe, darstellen.^(22,25) Im Gegensatz zum normalen Gewebe lassen sich bereits Nierentumoren mit einem Durchmesser von 2 cm oder mehr bereits bei niedriger Empfindlichkeit abbilden.⁽²⁰⁾ Von Zysten unterscheiden sie sich durch Schallschwächung, die in soliden Geweben größer ist als in flüssigen Bestandteilen. Die feinere Struktur des Nierenparenchyms kann mit der zweidimensionalen Echographie nicht beurteilt werden. Ähnliches wurde bereits für die Leberdiagnostik von Kratochwil beschrieben.⁽¹⁶⁾ Mit dem B - Echoverfahren werden bei der Bestimmung von Leber- und Milzgröße, Lagebestimmung und Begrenzung ebenfalls gute Ergebnisse erzielt.⁽²⁸⁾ Auch ein Aszites läßt sich beurteilen, wenn mehr als zwei Liter Flüssigkeit vorhanden sind.^(4,7) Tumoren im Pankreas und auch in den Weichteilgeweben einer Extremität

sowie Lebermetastasen ab einer bestimmten Größe können mit dieser Methode abgebildet werden.^(13,36) Die Differenzierung zwischen malignem und benignem Gewebe ist sonographisch nicht möglich.^(2,8,21) Bezüglich des auflösenden Vermögens der Echostruktur läßt sich lediglich bei der Zirrhose ein höherer Echogehalt objektivieren, dagegen weist eine Hepatitis im Vergleich mit normalem Lebergewebe keinen Unterschied im B - Echobild auf.^(7,31) Da der gewebliche Umbau bei einer Leberzirrhose vergleichbar ist mit dem Umbau der dystrophischen Muskulatur (Bindegewebsvermehrung, Fetteinlagerung), muß man annehmen, daß der akustische Dichteunterschied von gesundem Leberparenchym zu den pathologisch umgebauten Gewebsebenen der gleichen Leber größer ist als das bei der dystrophischen Muskulatur der Fall ist.

Im Bereich des Magen-Darm-Traktes sind B-Bild-Darstellungen wegen der Totalreflexion an den luftgefüllten Darmschlingen unmöglich.⁽²¹⁾ Analog stellt sich bei Untersuchungen an den Extremitätenmuskulatur zusätzlich das Problem der starken ossären Absorption.

Wie die Erfahrungen in der Literatur bezüglich der B-Bild-Darstellung von umschriebenen Organen wie Nieren, Milz, Pankreas, Leber, intraabdominellern Raum zeigen auch unsere Untersuchungen, daß mit dieser Methode nur die Begrenzung bzw. Größe von Muskellagen, Bindegewebssepten und vaskuläre Kompartimente darzustellen sind. Ähnliches gilt eventuell für Zysten und Hämatoeme, welche intramuskulär gelegen sind (z.B. Traumen, Zystizerkosis). Die Beurteilung der Feinstruktur scheitert an der akustischen Homogenität, welche zu einer nicht weiter interpretierbaren echofreien Zone im B-Echobild Anlaß gibt.

VI. Zusammenfassung

B - Echographie in der Diagnostik von Muskelerkrankungen

Untersucht wurden eine tierische Muskelprobe sowie Ober- und Unterschenkelmuskulatur von fünf gesunden und zwei kranken Probanden. Es wurden Frequenzen von 1, 2 und 4 MHz verwendet. Die Empfindlichkeit des Empfängers wurde bei einer Frequenz von 1 MHz zwischen 50 und 60 dB, bei 2 MHz zwischen 55 und 65 dB und bei 4 MHz zwischen 65 und 80 dB variiert.

Bei den Bildern vom tierischen Muskelgewebe zeigt sich, daß die Grenzen von Muskulatur zu Fettgewebe darstellbar sind. Darüber hinaus wird die starke Schwächung des Ultraschallbündels durch das Fettgewebe demonstriert. Bei der höheren Frequenz von 4 MHz lassen sich aus prüfkopffernen Schichten kaum noch Echos aufzeichnen.

Bei den gesunden Versuchspersonen lassen sich am Oberschenkel Haut, Muskellogen, große Gefäße und der Knochen darstellen. Über die Feinstruktur des Muskelgewebes läßt sich durch das B - Echoverfahren keine Aussage machen. Am Unterschenkel wirkt sich besonders im Querschnitt die starke Artefaktbildung durch die Totalreflexion am Knochen störend aus. Im Längsschnitt läßt sich beurteilen, daß der M.gastrocnemius bei 1 und 2 MHz Frequenz echofrei ist. Nur bei 4 MHz Frequenz treten auch im Inneren des Muskels gelegentlich punktförmige Echos auf, während aus weiter vom Prüfkopf entfernten Schichten wegen der hohen Absorption trotz hoher Eindringtiefe keine verwertbaren Reflexe zu erhalten sind.

Dies trifft sowohl für gesunde Probanden als auch für die untersuchten Patienten zu. Bei höherer Frequenz von 4 MHz wird jedoch bei den Patienten die Abbildung in prüfkopffernen Schichten im

Vergleich zu den Schnittbildern, welche bei gesunden Probanden abgeleitet wurden, schlechter. Die Fetteinlagerung in pathologisch veränderter Muskulatur verursacht eine zu starke Schwächung des Ultraschallbündels, als daß noch eine verwertbare Reflexion entstehen kann. Feinere Strukturveränderungen des Muskelkompartiments lassen sich nicht abbilden.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß eine differenzierte Aussage bei Muskelerkrankungen durch das B - Echoschnittbildverfahren allein nicht möglich ist. Lediglich ist in Analogie zu den Schnittbildern bei Leberzirrhose bei den Schnittbildern der pathologisch veränderten Muskulatur eine vermehrte punktförmige Echoaufzeichnung objektivierbar, welche durch eine Zunahme von Fetteinlagerungen und Vermehrung der bindegewebigen Anteile verursacht wird. Ähnlich den Ergebnissen in der B - Bild-Diagnostik von Leber, Pankreas, Nieren und intraabdominellem Raum (Geburtshilfe) lassen sich durch das B - Echo - Verfahren in der Muskulatur lediglich umschriebene Kompartimente (Zysten, Hämatome, Muskellogen, Bindegewebssepten und Nerven- und Gefäßbündel) klar darstellen.

VII. Literaturverzeichnis

1. Baethmann, A., Oeckler, R., Kazner, E.
Experimental studies on the brain tissue response to
ultrasonic radiation (USR) during echoencephalography:
preliminary results Proc Second World Congress Ultra-
sonics Med, Rotterdam (1973)
Exerpta medica, Amsterdam
2. Engelhart, G.J., Blauenstein, U.W., Burger, J.
Ultraschalltomographie des Oberbauchsitus
Med Welt 18, 766 - 74 (1971)
3. Engelhart, G.J., Blauenstein, U.W.
Ultraschalldiagnostik am Oberbauch
Schattauer Verlag, Stuttgart - New York (1972)
4. Freimanis, A.K., Asher, W.M.
Development of diagnostic criteria in echographic study
of abdominal lesions
Am J Roentgenol 108, 747 - 55 (1975)
5. Hately, W., Whitaker, R.H.
How accurate is diagnostic ultrasound in renal disease?
Br J Urol 45, 468 - 73 (1973)
6. Holm, H.H., Kristensen, J.K., Rasmussen, S.N.,
Pederson, J.F., Hancke, S.
Indications for ultrasonic scanning in abdominal diagnostics
J Clin Ultrasound 2, 5 - 15 (1974)

7. Holm, H.H., Mortensen, T.
Ultrasonic scanning in diagnosis of abdominal disease
Acta Chir Skand 134, 333 - 41 (1968)
8. Holm, H.H., Rasmussen, S.N., Kristensen, J.K.
Errors and pitfalls in ultrasonic scanning of the abdomen
Br J Radiol 45, 835 - 40 (1972)
9. Holm, H.H.
Ultrasonic scanning in the diagnosis of space -
occupying lesions of the upper abdomen
Br J Radiol 44, 24 - 36 (1971)
10. Holm, H.H., Rasmussen, S.N., Kristensen, J.K.
Ultrasonically guided percutaneous puncture technique
J Clin Ultrasound 1, 27 - 31 (1973)
11. Jantsch, C.
Ultraschalldiagnostik in der Inneren Medizin
Wien Klin Wochenschr 87 (12), 377 - 9, (1975)
12. Kaplan, G.N., Sanders, R.C.
B - scan ultrasound in the management of patients
with occult abdominal hematomas
J Clin Ultrasound 1, 5 - 12 (1973)
13. Kazner, E., Hickl, E.J.
Ultraschalldiagnostik in der Medizin
Munch Med Wochenschr 114, 1041 - 53 (1972)

14. Kratochwil, A., Gassner, G., Mayer, H.G.
Die Ultraschalldiagnostik in der Urologie
Wien Klin Wochenschr 82, 795 - 800 (1970)
15. Kratochwil, A.
Ultraschalldiagnostik in der Urologie
Wien Klin Wochenschr 87 (12), 385 - 7 (1975)
16. Kratochwil, A., Waldhäusl, W., Wewalka, F.
Die Darstellung von Leberveränderungen im
Ultraschall-Schnittbildverfahren
Wien Z Inn Med 51, 37 - 43 (1970)
17. Kratochwil, A.
Ultraschalldiagnostik in der Ultraschalldiagnostik
in der Geburtshilfe und Gynäkologie
Thieme-Verlag, Stuttgart (1968)
18. Kresse, H.
Anwendungsmöglichkeiten der Ultraschalldiagnostik Teil II
Diagnoseverfahren und ihre technische Realisierung
Roentgenpraxis 26, 286 - 95 (1973)
19. Kristensen, J.K., Gammelgaard, P.A., Holm, H.H.,
Rasmussen, S.N.
Ultrasound in the demonstration of renal masses
Br J Urol 44, 517 - 27 (1972)

20. Lutz, H., Petzold, R., Sailer, D.
Ultraschalldiagnostik der Nieren
Verh Dtsch Ges Inn Med 80, 807 - 8 (1974)
21. Lutz, H.
Ultraschalldiagnostik in der Gastroenterologie
Dtsch Aerztebl 4, 175 - 81 (1976)
22. Lutz, H., Rettenmaier, G.
Sonographische Nierendiagnostik
Dtsch Med Wochenschr 98, 361 - 64 (1973)
23. McDonald, D.G., Leopold, G.R.
Ultrasound B - scan in the differentiation of Baker's
cyst and thrombophlebitis
Br J Radiol 45, 729 - 32 (1972)
24. Morley, P., Barnett, E.
The use of ultrasound in the diagnosis of
pelvic masses
Br J Radiol 43, 602 - 16 (1970)
25. Moutford, R.A., Ross, F.G.M., Burwood, R.J., Knapp, M.S.
The use of ultrasound in the diagnosis of renal disease
Br J Radiol 44, 860 - 9 (1972)
26. Oeckler, R., Baethmann, A., Schinko, J., Kazner, E.,
Wetzstein, R.
Further studies on brain tissue response to ultrasound
Proc Second European Congress Ultrasonics Med, Munich (1975)
Excerpta medica, Amsterdam - Oxford

27. Oksala, A., Häkkinen, L.
Comparative experiments on the attenuation of
ultrasound in muscular and fat tissue
Acta Ophthal 47, 735 - 42 (1969)
28. Rasmussen, S.N., Holm, H.H., Kristensen, J.K.,
Pederson, J.F., Hancke, S.
Ultrasound in the diagnosis of liver disease
J Clin Ultrasound 1, 220 - 6 (1973)
29. Rasmussen, S.N.
Liver volume determination by ultrasonic scanning
Br J. Radiol 45, 579 - 85 (1972)
30. Rasmussen, S.N., Holm, H.H., Kristensen, J.K., Barlebo, H.
Ultrasonically guided liver biopsy
Br Med J 2, 500 - 2 (1972)
31. Rettenmaier, G.
Technik und Kriterien der Ultraschallschnittbild-Unter-
suchung der Leber
Electromedica 87 - 91 (1971)
32. Rettenmaier, G.
Echographische Diagnose und Differentialdiagnose
diffuser Lebererkrankungen. Ansätze zu quantitativer
Auswertung und Ergebnisse
Ver Dtsch Ges Inn Med 79, 962 - 64 (1973)

33. Smith, E.H., Bennett, A.H.

The usefulness of ultrasound in the evaluation
of renal masses in adults

J Urol 113 (4), 525- 9 (1975)

34. Taylor, K.J.W., Carpenter, D.A., McCready, V.R.

Grey scale echographie in the diagnosis of intra-
hepatic disease

J Clin Ultrasound 1, 284 - 87 (1973)

35. Templeton, A.W., Stuber, J.L.

Abdominal and retroperitoneal sonography

Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med 113, 741 - 8 (1971)

36. Zweymüller, K., Kratochwil, A.

Ultraschalldiagnostik bei Knochen- und Weichteiltumoren

Wien Klin Wochenschr 87 (12), 397 - 8 (1975)

LEBENS LAUF

Am 30.1.1950 wurde ich, Gudrun Schölzchen, geb. Wix, als Tochter des Chirurgen Dr. med. Walter Wix und seiner Ehefrau Dr. med. Maria Wix in Aurich/Ostfriesland geboren. 1956 bis 1960 besuchte ich die Volksschule in Aurich, anschließend den sprachlichen Zweig des dortigen Gymnasiums Ulricianum, wo ich 1968 die Reifeprüfung ablegte.

Ab 1969 besuchte ich die Reichenbachschule in Göttingen zur Ausbildung als Medizinisch-technische Assistentin. 1971 legte ich das Staatsexamen ab und nach sechsmonatiger Tätigkeit im Hygieneinstitut des Klinikums Rechts der Isar erhielt ich die staatliche Anerkennung für den Beruf als Medizinisch-technische Assistentin.

Im Wintersemester 1971/72 begann ich mit dem Medizinstudium an der Ludwig-Maximilians-Universität in München. Seit dem Herbst 1976 absolviere ich das Praktische Jahr im Dritten Teil des klinischen Studienabschnittes, um mein Studium im Herbst 1977 mit dem Staatsexamen abzuschließen.

